

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problems Mailbox.**

(19) BUNDESREPUBLIK

DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

(12) Offenlegungsschrift
(10) DE 195 10 194 A 1

(51) Int. Cl. 6:

A 61

G 01 N 2

G 01 R 3

(30) Unionspriorität: (32) (33) (31)

04.04.94 US 222053

(71) Anmelder:

General Electric Co., Schenectady, N.Y., US

(74) Vertreter:

Voigt, R., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 65812 Bad Soden

(72) Erfinder:

Dumoulin, Charles Lucian, Ballston Lake, N.Y.
Bottomley, Paul Arthur, Clifton Park, N.Y.,
Souza, Steven Peter, Williamstown, Mass.

(54) Aktiv-Invasive Magnetresonanz(MR)-Geräte zur Erzeugung selektiver MR-Angiogramme

(57) Ein auf Magnetresonanz (MR) basierendes aktiv-invasives Gerätesystem verwendet ein Invasiv-Gerät, z. B. Endoskop, mit einer darin angeordneten Hochfrequenz (HF)-Spule, um MR-Angiogramme ausgewählter Blutgefäße zu erzeugen. Dazu wird zunächst das Untersuchungsobjekt in ein polarisierendes Magnetfeld eingebracht. Das Invasiv-Gerät wird dann in ein ausgewähltes Blutgefäß des Versuchstiers derart eingebracht, daß die HF-Spule des Invasiv-Geräts an oder in der Nähe der Wurzel eines darzustellenden Gefäßbaumes platziert wird. Die HF-Spule wird sodann benutzt, um die Kernspin-Magnetisierung des in dem Gefäß fließenden Blutes zu ändern. Dies erfolgt über ein HF-Anregungssignal an der Spule mit der Larmor-Frequenz des Blutes. Das dadurch verursachte Kippen der Spin-Magnetisierung kann entweder zu einer Änderung des longitudinalen oder der transversalen Spin-Magnetisierung führen. Wegen der Kleinheit der HF-Spule in dem Invasiv-Gerät bleibt die Änderung der Spin-Magnetisierung begrenzt auf das an dem Invasiv-Gerät vorbeifließende Blut. Eine MR-Bildimpulssequenz wird sodann auf das Untersuchungsobjekt gegeben, um von dem Bereich mit dem interessierenden Gefäßbaum die betreffende Bildinformation zu erhalten. Die MR-Bildimpulssequenz ist so ausgelegt, daß sie selektiv nur das Blut erfaßt, dessen Spin-Magnetisierung durch das MR-aktive Invasiv-Gerät zu einer Änderung veranlaßt würde. Da nur Blut mit einer modifizierten Magnetisierung mit dieser Abbildungssequenz erfaßt wird, kommt ...

DE 195 10 194 A 1



(19) BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

(12) Offenlegungsschrift
(10) DE 195 10 194 A 1

(51) Int. Cl. 6:
A 61 B 5/055
G 01 N 24/08
G 01 R 33/483

DE 195 10 194 A 1

(21) Aktenzeichen: 195 10 194.4
(22) Anmeldetag: 21. 3. 95
(23) Offenlegungstag: 5. 10. 95

(30) Unionspriorität: (32) (33) (31)
04.04.94 US 222053

(71) Anmelder:
General Electric Co., Schenectady, N.Y., US

(74) Vertreter:
Voigt, R., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 65812 Bad Soden

(72) Erfinder:
Dumoulin, Charles Lucian, Ballston Lake, N.Y., US;
Bottomley, Paul Arthur, Clifton Park, N.Y., US;
Souza, Steven Peter, Williamstown, Mass., US

(54) Aktiv-Invasive Magnetresonanz(MR)-Geräte zur Erzeugung selektiver MR-Angiogramme

(57) Ein auf Magnetresonanz (MR) basierendes aktiv-invasives Gerätesystem verwendet ein Invasiv-Gerät, z. B. Endoskop, mit einer darin angeordneten Hochfrequenz (HF)-Spule, um MR-Angiogramme ausgewählter Blutgefäße zu erzeugen. Dazu wird zunächst das Untersuchungsobjekt in ein polarisierendes Magnetfeld eingebracht. Das Invasiv-Gerät wird dann in ein ausgewähltes Blutgefäß des Versuchsobjekts derart eingebracht, daß die HF-Spule des Invasiv-Geräts an oder in der Nähe der Wurzel eines darzustellenden Gefäßbaumes plaziert wird. Die HF-Spule wird sodann benutzt, um die Kernspin-Magnetisierung des in dem Gefäß fließenden Blutes zu ändern. Dies erfolgt über ein HF-Anregungssignal an der Spule mit der Larmor-Frequenz des Blutes. Das dadurch verursachte Kippen der Spin-Magnetisierung kann entweder zu einer Änderung des longitudinalen oder der transversalen Spin-Magnetisierung führen. Wegen der Kleinheit der HF-Spule in dem Invasiv-Gerät bleibt die Änderung der Spin-Magnetisierung begrenzt auf das an dem Invasiv-Gerät vorbeifließende Blut. Eine MR-Bildimpulssequenz wird sodann auf das Untersuchungsobjekt gegeben, um von dem Bereich mit dem interessierenden Gefäßbaum die betreffende Bildinformation zu erhalten. Die MR-Bildimpulssequenz ist so ausgelegt, daß sie selektiv nur das Blut erfaßt, dessen Spin-Magnetisierung durch das MR-aktive Invasiv-Gerät zu einer Änderung veranlaßt würde. Da nur Blut mit einer modifizierten Magnetisierung mit dieser Abbildungssequenz erfaßt wird, kommt ...

DE 195 10 194 A 1

Beschreibung

Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf die Darstellung von Blutgefäßen für medizinische Anwendungen und insbesondere auf die Verwendung von Magnetresonanz zur Erzielung solcher Abbildungen.

Die Angiographie bzw. die bildliche Darstellung von Gefäßstrukturen ist für diagnostische und therapeutische medizinische Anwendungen sehr nützlich. Bei der Röntgenstrahl-Angiographie wird eine etwa einer großen Pille (Bolus) entsprechende Menge einer hinsichtlich Röntgenstrahlen undurchlässigen Flüssigkeit mittels eines invasiven Gerätes (z. B. Endoskops) in das interessierende Gefäß eingebracht. Während sich dieser Bolus im Gefäß befindet, wird eine Reihe von Röntgenbildern erstellt, welche die Röntgenstrahlen absorbiende Flüssigkeit hervorheben.

Die Angiographie mittels Röntgenstrahlen bringt für den Patienten eine Reihe ernsthafter Risiken mit sich. Beispielsweise kann die hinsichtlich Röntgenstrahlen undurchlässige Flüssigkeit zu Unwohlsein und ungünstigen Reaktionen beim Patienten führen. Zwar ist die konventionelle Röntgen-Fluoroskopie im allgemeinen auf die Minimierung der Röntgen-Dosis ausgelegt, einige Prozeduren können jedoch sehr lang dauern und die dabei von der betreffenden Person akkumulierte Röntgen-Dosis kann durchaus erheblich werden. Von noch größerem Belang ist die Tatsache, daß das medizinische Personal, das bei diesen Untersuchungen ja regelmäßig beteiligt ist, dieser Strahlenbelastung insgesamt lange ausgesetzt wird. Infolgedessen ist es wünschenswert, die Röntgen-Dosis während solcher Prozeduren herabzusetzen oder zu eliminieren.

Die Röntgen-Angiographie erzeugt in typischen Fällen ein einzelnes zweidimensionales Bild. Für den Bediener ist innerhalb des Betrachtungsfeldes eine Information über die Tiefendimension eines Objekts nicht verfügbar. Oft ist aber gerade diese Information im Rahmen von Diagnose und Therapie wünschenswert.

In letzter Zeit sind auf Magnetresonanz (MR) beruhende Abbildungstechniken (MR Bildgebungsverfahren) zum Sichtarmachen von Gefäßstrukturen verfügbar geworden. Die MR-Angiographie wird auf verschiedene Arten durchgeführt, die ihrerseits alle auf jeweils einem von zwei grundsätzlichen Phänomenen beruhen. Das erste Phänomen röhrt von Änderungen in der longitudinalen Spin-Magnetisierung her, wenn Blut von einem Bereich im Patienten in einen anderen Bereich fließt. Die von diesem Phänomen Gebrauch machenden Verfahren sind bekannt geworden als "In Fluß" (in flow)- oder "Flugzeit"-Verfahren. Ein weithin benutztes Flugzeit-Verfahren ist die dreidimensionale Flugzeit-Angiographie. Bei diesem Verfahren wird ein jeweils interessierender Bereich mit einer relativ kurzen Wiederholzeit TR (repetition time) sowie mit einem relativ starken Hochfrequenz(HF)-Anregungsimpuls sichtbar gemacht. Dadurch werden die MR-Spins innerhalb des Betrachtungsfeldes gesättigt und geben schwache MR-Antwortsignale ab. Blut, das (neu) in das jeweilige Betrachtungsfeld hineinfließt, befindet sich jedoch in einem völlig relaxierten Zustand. Infolgedessen gibt dieses Blut relativ starke MR-Antwortsignale ab, bis es ebenfalls den Sättigungszustand erreicht. Wegen der Natur der auf dem Flugzeit-Verfahren beruhenden Blutgefäßdarstellung kann das stationäre, das jeweilige Gefäß umgebende Gewebe nicht vollständig (in der Darstellung) unterdrückt werden. Darüber hinaus stellt sich bei nur langsam fließendem Blut bzw. bei Blut, das zu lang in

dem abgebildeten Raumbereich war, der Sättigungszustand ein und es kommt nur zu einer qualitativ schwachen Abbildung.

Ein zweiter Typus von MR-Angiographie basiert auf der Herbeiführung von Phasenverschiebungen in der transversalen Spin-Magnetisierung. Diese Phasenverschiebungen sind direkt proportional zur Geschwindigkeit und werden ausgelöst durch fluß-codierte Magnetfeldgradienten-Impulse. Die phasenempfindlichen MR-Angiographieverfahren nutzen diese Phasenverschiebungen zur Bilderzeugung aus, wobei die Pixel-Intensität eine Funktion der Blut-Fließgeschwindigkeit darstellt. Während somit die phasenempfindliche MR-Angiographie langsame Fließgeschwindigkeiten in komplizierten Gefäßgeometrien feststellen kann, ist sie darüber hinaus auch in der Lage, jegliches sich in dem Betrachtungsfeld bewegendes Gewebe zu erfassen. Infolgedessen geben phasenempfindliche MR-Angiogramme des Herzens Einzelheiten wieder, die von dem sich bewegenden Herzmuskel und dem sich in den Herzkammern bewegenden Blut herrühren.

Auch zur mittels Magnetresonanz durchgeführten Verfolgung eines endoskopischen bzw. invasiven Geräts sind zahlreiche Verfahren an anderer Stelle vorgeschlagen worden. Die Lageverfolgung eines solchen invasiven Geräts innerhalb eines Patienten unter Einsatz der MR-Technik hat den Vorteil, daß dabei dieselben physikalischen Gegebenheiten vorliegen, wie das zur Erzeugung des eigentlichen MR-Bildes der Fall ist. Als Folge davon ist eine außerordentlich genaue Erfassung der Positionierung des Invasiv-Instruments in der jeweiligen Abbildung gegeben. Diese Darstellung gibt jedoch nicht speziell Blutgefäße wieder, sondern liefert MR-Abbildungen mit einem überlagerten Symbol, das die Lage eines solchen Invasiv-Instrumentes wiedergibt.

Gegenwärtig gibt es Bedarf für ein einfaches Verfahren, mit dem hochqualitative Angiogramme ausgewählter Gefäßstrukturen erzielbar sind, ohne das Risiko eingehen zu müssen, sich hohen Ionisierungsstrahlungen und Röntgenkontrast-Injektionen auszusetzen.

Es ist eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein die Magnetresonanz ausnutzendes System zur Abbildung ausgewählter Blutgefäße anzugeben. Gemäß einer weiteren Aufgabe soll ein MR-Angiographieverfahren bereitgestellt werden, das ein Invasiv-Element zur Modifizierung des Magnetresonanzzustandes des Blutes innerhalb des detektierten Gefäßbaums verwendet.

Das vorgeschlagene Magnetresonanz-Gefäßabbildungssystem leistet die Abbildung ausgewählter Gefäßstrukturen innerhalb eines Körpers unter Verwendung eines Magnets, eines gepulsten Magnetfeldgradientensystems, eines Hochfrequenz(HF)-Senders, eines HF-Empfängers sowie einer Steuerung. Das MR-Gefäßabbildungssystem benutzt ein MR-aktives invasives Gerät, das mindestens eine kleine HF-Spule enthält. Eine (Versuchs-)Person wird in dem Magnet plaziert, wodurch eine Kernspin-Polarisierung dieser Person bewirkt wird. Dann wird das MR-aktive invasive Gerät derart in ein Blutgefäß der betreffenden Person eingeführt, daß die HF-Spule an oder in der Nähe einer Wurzel des für die Abbildung gewünschten Gefäßbaums positioniert ist. An die HF-Spule in dem MR-aktiven invasiven Gerät wird sodann ein HF-Signal angelegt, um die Kernspin-Magnetisierung des in dem betreffenden Gefäß fließenden Blutes zu ändern. Das HF-Signal ist auf der Larmor-Frequenz des Blutes. Das Kippen der Spin-Magnetisierung kann den Betrag der longitudinalen Spin-Magnetisierung ändern oder den Grad der Magneusie-

rung in der dazu transversalen (Quer-)Ebene. Wegen der kleinen Abmessung der HF-Spule in dem Invasiv-Gerät ist die Änderung der Spin-Magnetisierung begrenzt auf das an dem Invasiv-Gerät vorbeifließende Blut. Ein MR-Abbildungsverfahren wird dann an der Person durchgeführt, um Bildinformation von dem interessierenden Gefäßbaum umfassenden Bereich zu erhalten. Das MR-Abbildungsverfahren ist so ausgelegt, daß es selektiv das Blut erfaßt, dessen Spin-Magnetisierung durch das MR-aktive Invasiv-Gerät geändert worden ist. Da lediglich derart modifiziertes Blut mit dem Abbildungsverfahren erfaßt wird, wird eine Abbildung eines Gefäßbaumes erzielt.

Die Erfindung in ihrem Aufbau und ihrer Verfahrensdurchführung wird im folgenden anhand von Ausführungsbeispielen unter Zuhilfenahme der Zeichnungen näher erläutert.

Es zeigen:

Fig. 1 eine perspektivische Ansicht eines Ausführungsbeispiels der Erfindung beim Betrieb, in dem ein selektives Gefäß-Angiogramm von einer Person gemacht wird;

Fig. 2a eine schematische Darstellung eines Ausführungsbeispiels einer in ein Invasiv-Gerät eingebauten HF-Spule für die Einführung in den Körper einer Untersuchungsperson;

Fig. 2b. eine schematische Darstellung eines zweiten Ausführungsbeispiels mit mehrfachen in einem Invasiv-Gerät angeordneten HF-Spulen zur geplanten Einführung in den Körper einer Person;

Fig. 3 einen Verlauf der MR-Resonanzfrequenz in Abhängigkeit von der Position entlang einer einzelnen Achse in Gegenwart eines angelegten Magnetfeldgradienten;

Fig. 4 ein Zeitdiagramm für ein erstes Ausführungsbeispiel der Erfindung, aus dem die Verhältnisse zwischen den HF-Impulsen, den Magnetfeldgradienten-Impulsen, der Datengewinnung und den detektierten Signalen hervorgeht;

Fig. 5 ein Zeitdiagramm für ein zweites Ausführungsbeispiel der Erfindung, aus dem die Verhältnisse zwischen den HF-Impulsen, den Magnetfeldgradienten-Impulsen, der Datengewinnung und den detektierten Signalen hervorgeht; und

Fig. 6 ein Blockschaltbild eines gefäß-selektiven MR-Abbildungssystems, das für eine MR-Angiographie gemäß der vorliegenden Erfindung geeignet ist.

In Fig. 1 ist eine (Untersuchungs-)Person 100 auf einem Auflagetisch 110 in einem homogenen Magnetfeld gelagert, das von einem Magnet 125 in einem Magnetgehäuse 120 erzeugt wird. Der Magnet 125 und das zugehörige Gehäuse 120 weisen eine symmetrische Zylinderform auf; in der Darstellung sind sie zur Hälfte aufgeschnitten, um die Lage der Untersuchungsperson 100 erkennen zu lassen. Der interessierende Untersuchungsbereich der Person 100 ist dabei etwa im Zentrum der Bohrung des Magnets 125 bzw. des dadurch gebildeten Rohres gelegen. Die Untersuchungsperson 100 ist von einer Anzahl Spulen 130 umgeben, die Magnetfeldgradienten vorbestimmter Stärke zu vorbestimmten Zeiten gemäß vorbestimmten MR-Impulssequenzen, wie später noch näher erläutert werden wird, erzeugen. Diese Gradientenspulen 130 erzeugen Magnetfeldgradienten in drei zueinander orthogonalen Richtungen: Mindestens eine externe Hochfrequenz(HF)-Spule 140 (nur eine ist in Fig. 1 gezeigt) umgibt ebenfalls den interessierenden Bereich der Untersuchungsperson 100. In Fig. 1 weist die HF-Spule 140

eine zylindrische Form auf, deren Durchmesser ausreichend groß ist, um die gesamte Person aufzunehmen. Für andere Anwendungs- und Ausführungsformen können auch andere Geometrien zum Einsatz kommen, z. B. kleinere Zylinderformen, die speziell zur Abbildung des Kopfes oder von Gliedmaßen ausgelegt sind. Weiterhin können auch nicht-zylindrische externe HF-Spulen verwendet werden, z. B. als Oberflächenspulen. Die externe HF-Spule 140 setzt die Untersuchungsperson 100 einer HF-Energie aus, und zwar zu vorbestimmten Zeiten mit ausreichender Leistung bei einer vorbestimmten Frequenz, und bewirkt damit ein Kippen eines magnetischen Kernspinfeldes (im folgenden mit Spin bezeichnet) der Untersuchungsperson 100 in einer in der Fachwelt bekannten Weise. Falls gewünscht, kann die externe HF-Spule 140 auch als Empfänger zur Detektierung der durch die Kippung stimulierten MR-Antwortsignale dienen.

Das Kippen (Nutzen) der Spins bewirkt deren Resonanz bei der Larmor-Frequenz. Die Larmor-Frequenz jedes Spins ist direkt proportional zur Stärke des von dem jeweiligen Spin erfahrenen Magnetfelds. Diese Feldstärke ist die Summe aus dem statischen Magnetfeld, das vom Magnet 125 erzeugt wird, und dem lokalen Feld, das von der magnetischen Feldgradientenspule 130 herrührt.

Ein mit 150 bezeichnetes MR-aktives Invasiv-Gerät wird von einer Bedienungsperson 160 in den interessierenden Bereich der Untersuchungsperson 100 einge führt. Das MR-aktive Invasiv-Gerät 150 kann ein Führungsdrat, ein Katheter, ein Endoskop, ein Laparoskop, eine Gewebeuntersuchungsnael (biopsy needle) oder eine ähnliche Vorrichtung sein. Das MR-aktive Invasiv-Gerät 150 enthält mindestens eine HF-Spule, die zur Veranlassung eines Kippvorgangs der Kernspins in ähnlicher Weise wie die externe HF-Spule 140 angeregt werden kann. Da die HF-Spule des Invasiv-Geräts 150 klein ist, ist der Kippbereich ebenfalls klein. Infolgedessen werden nur die Kernspins in der unmittelbaren Nachbarschaft der Spule gekippt.

Die HF-Spule des MR-aktiven Invasiv-Geräts 150 kann ebenfalls zur Detektierung der MR-Antwortsignale benutzt werden, die durch Anregung der externen HF-Spule 140 stimuliert werden oder unmittelbar nach ihrer Anregung durch die HF-Spule des MR-aktiven Invasiv-Geräts 150. Diese detektierten MR-Antwortsignale können an eine Bildeinheit 170 zur Analyse gesandt werden.

In den Fig. 2a und 2b sind in größerem Detail zwei Ausführungsformen eines solchen MR-aktiven Invasiv-Geräts 150 dargestellt. Im Ausführungsbeispiel nach Fig. 2a ist eine einzelne kleine HF-Spule 200 elektrisch mit dem MR-System über ein Leiterpaar 210 und 220 gekoppelt. Im Ausführungsbeispiel nach Fig. 2b sind mehrere HF-Spulen 200a, 220b ... 200n in Reihe geschaltet und über ein einzelnes Leiterpaar mit dem MR-System verbunden. In diesem Ausführungsbeispiel werden alle HF-Spulen 200a, 200b ... 200n gleichzeitig angeregt, wobei jede Spule eine Kippung des Spin-Magnetisierungs in ihrer unmittelbaren Nachbarschaft bewirkt. Als Alternative können auch jeweils individuelle Leiterzüge für jede HF-Spule vorgesehen sein. Bei allen Ausführungsformen weisen die Leiter vorzugsweise eine Koaxialstruktur auf, um eine Wechselwirkung mit Gewebe außerhalb der unmittelbaren Nachbarschaft der kleinen HF-Spule 200 zu minimieren. Die HF-Spule und die Leiterpaare sind in einer äußeren Hülle 230 des MR-aktiven Invasiv-Geräts 150 gekapselt.

Aus Fig. 3 geht hervor, daß die Larmor-Frequenz eines Spins bei einem angelegten Magnetfeldgradienten im wesentlichen proportional zu seiner Position ist. Ein im Mittelpunkt 300 der Gradientenspule (130 in Fig. 1) lokalisierte Spin präzessiert bei einer Larmor-Frequenz f_0 . Die Larmor-Frequenz f_0 am Punkt 300 eines spezifischen Kernspintyps wird durch das statische Magnetfeld vom Magneten (125 in Fig. 1) bestimmt. Ein Spin an der mit 310 bezeichneten Stelle weist eine Larmor-Frequenz f_1 auf, die sich aus der Summe des statischen Magnetfeldes und des zusätzlichen an dieser Stelle durch die Magnetfeldgradientenspule (130 in Fig. 1) erzeugten Magnetfeldes bestimmt. Da die Kennlinie 320 des Antwortverhaltens der Gradientenspule im wesentlichen linear ist, ist die Larmor-Frequenz des Spins im wesentlichen proportional zu seiner Position. Diese Abhängigkeit zwischen der Larmor-Frequenz und der Spin-Position wird zur Erzeugung einer MR-Abbildung verwendet.

Als Reaktion auf die HF- und Magnetfeldgradienten-Impulse erzeugte MR-Antwortsignale werden von der externen HF-Spule 140 oder einer anderen Empfangsspule detektiert. Eine derzeit bevorzugte MR-Impulssequenz sowie das zugehörige Zeitdiagramm sind in Fig. 4 dargestellt.

Ein erster HF-Impuls 400 von ausgewählter Amplitude und Dauer wird an die kleine HF-Spule 200 angelegt und regt alle Spins der Versuchsperson 100 innerhalb des Einflußbereichs der in dem MR-aktiven Invasiv-Gerät 150 angebrachten HF-Spule an. Der HF-Impuls 400 ändert die longitudinale Spin-Magnetisierung innerhalb eines kleinen Volumens in der Nähe der HF-Spule 200. Der HF-Impuls 400 kann beispielsweise entweder die Spin-Magnetisierung umkehren oder sättigen. Das Volumen, in dem die Spin-Magnetisierung geändert wird, hängt von der übertragenen HF-Leistung und dem Übertragungsmuster der HF-Spule 200 ab.

Kurz nach dem ersten HF-Impuls 400 wird an die externe HF-Spule 140 ein zweiter HF-Impuls 410 angelegt. Gleichzeitig mit dem zweiten HF-Impuls 410 wird ein erster Magnetfeldgradient-Impuls 420 in einer ersten ausgewählten Richtung angelegt. Dieser Gradient-Impuls 420 bewirkt bezüglich der Spin-Magnetisierung innerhalb der Person 100 eine Larmor-Frequenz, die sich mit der Position innerhalb der Richtung des von dem Gradient-Impuls 420 erzeugten Magnetfeldgradienten ändert. Sowohl die Bandbreite als auch die Frequenz des zweiten HF-Impulses 410 sind so gewählt, daß lediglich eine ausgewählte "Scheibe" (slice) innerhalb der Untersuchungsperson 100 angeregt wird.

Nach dem ersten Magnetfeldgradient-Impuls 420 wird ein zweiter Magnetfeldgradient-Impuls 430 in derselben Richtung wie der erste Impuls jedoch demgegenüber mit entgegengesetzter Polarität angelegt. Die Amplitude und Dauer des zweiten Gradient-Impulses sind so gewählt, daß die von dem zweiten HF-Impuls 410 erzeugte transversale Spin-Magnetisierung nach Beendigung des zweiten Gradient-Impulses 430 in der bekannten Weise in Phase ist. Nach Beendigung des ersten Magnetfeldgradient-Impulses 420 wird ein dritter Magnetfeldgradient-Impuls 440 mit ausgewählter Amplitude in einer zweiten Richtung, und zwar im wesentlichen orthogonal zu den beiden erstgenannten Ausrichtungen, angelegt. Weiterhin wird nach Abschluß des ersten Magnetfeldgradient-Impulses 420 ein vierter Magnetfeldgradient-Impuls 450 in einer dritten Richtung angelegt, die im wesentlichen orthogonal zur ersten und zweiten vorgenannten Richtung verläuft. Der vierte

Gradient-Impuls 450 dephasiert die Spin-Magnetisierung in der Untersuchungsperson 100 um einen Betrag, der proportional zur Position des Spins in der dritten ausgewählten Richtung ist. Auf dem vierten Gradient-Impuls 450 folgt ein fünfter Magnetfeldgradient-Impuls 460 mit entgegengesetzter Polarität wodurch ein zweiteiliger (bi-lobed) Magnetfeldgradient-Impuls gebildet wird. Das Produkt aus der Größe des Magnetfeldgradienten und der Zeitspanne des vierten und fünften Gradient-Impulses (d. h. die schraffierten Bereiche in Fig. 4) sind im wesentlichen von gleicher Größe gewählt. Die Amplitude des fünften Magnetfeldgradient-Impulses 460 wird beibehalten und bildet somit einen sechsten Impuls 470, dessen Fläche im wesentlichen mit der des fünften Impulses 460 gleich ist. Es ist darauf hinzuweisen, daß der fünfte Impuls 460 und der sechste Impuls 470 in Wirklichkeit einen einzigen Impuls darstellen. Dieser einzige Impuls wurde lediglich zur Identifizierung im Rahmen der vorliegenden Beschreibung in zwei (Teil-) Impulse aufgeteilt. Am Ende des fünften Gradient-Impulses 460 sind alle Spins in der Untersuchungsperson 100 im wesentlichen in Phase. Der sechste Gradient-Impuls 470 bewirkt eine zusätzliche Dephasierung des MR-Signals.

Während des fünften und sechsten Gradient-Impulses 460 und 470 bewirkt ein Datenanforderungssignal 480, daß ein erstes MR-Antwortsignal 490 von der HF-Spule 140 empfangen wird. Das MR-Antwortsignal 490 wird digitalisiert und in der Bildeinheit 170 (Fig. 1) gespeichert. Das MR-Antwortsignal 490 von jedem Untersuchungsbereich der Person 100 weist sein Maximum im wesentlichen am Ende des fünften Gradient-Impulses 460 auf und besitzt eine Larmor-Frequenz, die im wesentlichen proportional zur Position der MR-Signalquelle in der dritten ausgewählten Richtung ist. Die Phase des MR-Antwortsignals 490 von jedem Untersuchungsbereich der Person 100 ist proportional zur Dauer und Amplitude des dritten Magnetfeldgradient-Impulses 440 und der Position der MR-Signalquelle (Spinbereiche bzw. Populationen) in der zweiten ausgewählten Richtung.

Der erste HF-Impuls 400, der zweite HF-Impuls 410, der erste Magnetfeldgradient-Impuls 420, der zweite Magnetfeldgradient-Impuls 430, der dritte Magnetfeldgradient-Impuls 440, der vierte Magnetfeldgradient-Impuls 450, der fünfte Magnetfeldgradient-Impuls 460 und der sechste Magnetfeldgradient-Impuls 470 umfassen bzw. bilden eine Unterfolge im Rahmen des Abbildungsverfahrens. In der vorliegenden Erfindung wird diese Unterfolge mehrfach, Y-mal, angelegt wobei der dritte Magnetfeldgradient-Impuls 440 jedesmal mit einer besonders ausgewählten Amplitude auftritt. Die Y so erhaltenen MR-Antwortsignale können in einer in der Fachwelt bekannten Weise per Fourier-Transformation in zwei orthogonalen Richtungen zu einer MR-Abbildung zusammengesetzt werden, in der die Pixel-Signalintensität direkt proportional zur Kernspin-Magnetisierung an einer vorgegebenen Stelle ist.

Nach dem ersten Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung wird die geschilderte Unterfolge im Rahmen des Abbildungsverfahrens erneut Y-mal mit einem hinsichtlich seiner Amplitude unterschiedlichen Wert des ersten HF-Impulses 400 durchgeführt. Die MR-Antwortsignale aus den ersten Y-fachen Unterfolgen und den zweiten Y-fachen Abbildungssequenzen werden voneinander subtrahiert, um durch die Anwesenheit/ Abwesenheit des ersten HF-Impulses 400 bewirkte Änderungen hervorzuheben. Alle anderen Merkmale wer-

den durch diese Subtraktion gegeneinander aufgehoben, d. h. gelöscht. Anzumerken ist in diesem Zusammenhang, daß es auch möglich ist, die durch Fourier-Transformation erhaltenen MR-Bildinformationen voneinander abzuziehen, um zum selben Ergebnis zu gelangen.

Als weitere Ausführungsform kann das jeweils Y-fache Anlegen der oben beschriebenen Teil folgen in einer verschachtelten Weise erfolgen, um die Detektierung der je nach Anwesenheit/Abwesenheit des ersten HF-Impulses 400 erfolgenden MR-Signaländerungen zu maximieren. In weiterer Ausgestaltung der vorliegenden Erfindung wird die Impulsdauer des HF-Impulses 400 stark verlängert und wird kontinuierlich während eines Teils oder über die gesamte Unterfolge im Rahmen des Abbildungsverfahrens angelegt. Die in Fig. 4 dargestellte Abbildungsimpulssequenz leistet eine Datenbereitstellung für zwei Dimensionen. Die vorliegende Erfindung kann darüber hinaus gleichermaßen und in der Fachwelt geläufiger Art auf eine dreidimensionale Datenbereitstellung ausgeweitet werden.

Ein weiteres Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung ist in Fig. 5 dargestellt. In diesem Zeitdiagramm wird ein erster HF-Impuls 500 mit ausgewählter Amplitude und Zeitdauer an die kleine HF-Spule 200 angelegt und führt zu einer Anregung aller Spins der Untersuchungsperson 100 innerhalb des Einflußbereichs der HF-Spule in dem MR-aktuven Invasiv-Gerät 150. In diesem zweiten Ausführungsbeispiel der Erfindung führt der HF-Impuls 500 zu einer Änderung der transversalen Spin-Magnetisierung innerhalb eines kleinen Bereichs in der Nähe der HF-Spule 200 innerhalb des Invasiv-Geräts 150. Der HF-Impuls 500 kann zu einer Kippung der Spin-Magnetisierung in einer ausgewählten Größe zwischen null und 180 Grad führen.

Kurz nach dem Auftreten des ersten HF-Impulses 500 wird ein zweiter Magnetfeldgradient-Impuls 530a in einer ersten ausgewählten Richtung angelegt, um die transversale Spin-Magnetisierung zu dephasieren. Ein zweiter HF-Impuls 510 wird an die externe HF-Spule 140 angelegt. Dieser zweite HF-Impuls refocussiert die Spin-Magnetisierung in einer für den Fachmann auf diesem Gebiet wohlbekannten Weise.

Auf den ersten Magnetfeldgradient-Impuls 530a folgt ein zweiter Magnetfeldgradient-Impuls 520 mit ausgewählter Amplitude, der gleichzeitig mit dem zweiten HF-Impuls 510 angelegt wird. Der zweite Gradient-Impuls 520 bewirkt, daß die Spin-Magnetisierung innerhalb der Untersuchungsperson 100 eine Larmor-Frequenz aufweist, die sich in Abhängigkeit von der Position in der Richtung des von dem zweiten Gradient-Impuls 520 erzeugten Magnetfeldgradienten ändert. Die Bandbreite und Frequenz des zweiten HF-Impulses 510 sind so gewählt, daß lediglich eine ausgewählte "Scheibe" innerhalb der Untersuchungsperson 100 angeregt wird. Falls gewünscht, kann die Amplitude des zweiten Magnetfeldgradient-Impulses 520 als praktisch null gewählt werden, was eine Spin-Refocussierung innerhalb des gesamten aktiven Volumens der externen HF-Spule 140 bewirkt.

Im Anschluß an den zweiten Magnetfeldgradient-Impuls 520 wird ein dritter Magnetfeldgradient-Impuls 530b mit derselben Richtung wie der erste Impuls jedoch mit demgegenüber entgegengesetzter Polarität angelegt. Die Amplitude und Dauer des dritten Gradient-Impulses werden so gewählt, daß nach Beendigung des dritten Gradient-Impulses 530b die transversale Spin-Magnetisierung dieselbe Phase aufweist, die

er vor dem Anlegen des ersten Gradient-Impulses 530a hatte; dies erfolgt in an sich bekannter Weise.

Nach Abschluß des zweiten Magnetfeldgradient-Impulses 520 wird ein vierter Magnetfeldgradient-Impuls 540 mit ausgewählter Amplitude und in einer zweiten im wesentlichen orthogonal zur ersten genannten Richtung angelegt. Ebenfalls wird nach Beendigung des zweiten Magnetfeldgradient-Impulses 520 ein fünfter Magnetfeldgradient-Impuls 550 in einer dritten Richtung angelegt, die im wesentlichen orthogonal zu der ersten und zweiten ausgewählten Richtung liegt. Der fünfte Magnetfeldgradient-Impuls 550 führt zu einer Dephasierung der Spin-Magnetisierung in der Untersuchungsperson 100 in einem Ausmaß, das proportional zur Position des Spins in der dritten ausgewählten Richtung ist. Auf den fünften Gradient-Impuls 550 folgt ein sechster Magnetfeldgradient-Impuls 560 mit demgegenüber entgegengesetzter Polarität und bildet somit einen zweiteiligen (bi-lobed) Magnetfeldgradient-Impuls. Das Produkt aus der Größe des Magnetfeldgradienten und der Dauer des fünften und sechsten Gradient-Impulses (d. h. die schraffierten Flächen in Fig. 5) sind im wesentlichen gleich. Die Amplitude des sechsten Magnetfeldgradient-Impulses 560 wird aufrecht erhalten, wodurch ein siebter Impuls 570 mit einer im wesentlichen zum sechsten Impuls 560 gleichen Fläche erzeugt wird. Anzumerken ist, daß der sechste und siebte Gradient-Impuls 560 und 570 in Wirklichkeit einen einzigen Impuls darstellen. Dieser einzelne Impuls wurde lediglich für die Zwecke der Identifizierung im Rahmen dieser Beschreibung in zwei Impulse aufgeteilt. Am Ende des sechsten Gradient-Impulses 560 sind alle Spins der Untersuchungsperson 100 im wesentlichen in Phase. Der siebte Gradient-Impuls 570 bewirkt eine zusätzliche Dephasierung des MR-Signals.

Während des sechsten und siebten Gradient-Impulses 560 und 570 veranlaßt ein Datenaufforderungssignal 580, daß ein erstes MR-Antwortsignal 590 von der HF-Spule 140 empfangen wird. Das MR-Antwortsignal 590 wird digitalisiert und in der Bildeinheit 170 (in Fig. 1) gespeichert. Das jeweilige Antwortsignal 590 von jedem Bereich innerhalb der Untersuchungsperson 100 weist jeweils am Ende des sechsten Gradient-Impulses 560 ein Maximum auf sowie eine Larmor-Frequenz, die im wesentlichen proportional zur Position der MR-Signalquelle in der dritten ausgewählten Richtung ist. Die Phase des MR-Antwortsignals 590 von jedem derartigen Bereich der Untersuchungsperson 100 ist proportional zur Dauer und Amplitude des vierten Magnetfeldgradient-Impulses 540 sowie der Position der MR-Signalquelle in der zweiten ausgewählten Richtung.

Der erste HF-Impuls 500, der zweite HF-Impuls 510, der erste Magnetfeldgradient-Impuls 530a, der zweite Magnetfeldgradient-Impuls 520, der dritte Magnetfeldgradient-Impuls 530b, der vierte Magnetfeldgradient-Impuls 540, der fünfte Magnetfeldgradient-Impuls 550, der sechste Magnetfeldgradient-Impuls 560 und der siebte Magnetfeldgradient-Impuls 570 stellen im Rahmen der Abbildung eine Teil-Folge oder Subsequenz dar. Im Rahmen der vorliegenden Erfindung wird diese Sequenz mehrfach, Y-mal angelegt und zwar jedesmal mit einer besonders gewählten Amplitude für den vierten Magnetfeldgradient-Impuls 540. Die Y entsprechenden MR-Antwortsignale können per Fourier-Transformation für zwei orthogonale Dimensionen zu einem MR-Bild verarbeitet werden, bei dem in an sich bekannter Weise die Pixel-Signalintensität direkt proportional zum Betrag der Kernspin-Magnetisierung an einer be-

stimmten Stelle ist.

Bei diesem geschilderten Ausführungsbeispiel der verliegenden Erfindung muß die genannte Bild-Unterfolge nicht erneut Y-mal mit einer unterschiedlich gewählten Amplitude für den HF-Impuls 500 angelegt werden, wie beim Ausführungsbeispiel nach Fig. 4 beschrieben, da lediglich die Spin-Magnetisierung zur Abbildung gelangt, die ihre anfängliche Kippung von der kleinen HF-Spule 200 innerhalb des MR-aktiven Invasiv-Geräts 150 erhalten hat. Trotzdem kann die Bereitstellung eines zweiten Satzes von Y MR-Antwortsignalen – als Antwort auf ein zweites Y-faches Anlegen der Bildimpulssequenz – von Nutzen sein, bei dem die Amplitude oder Phase des ersten HF-Impulses 500 in der im Zusammenhang mit dem Ausführungsbeispiel von Fig. 4 genannten Art geändert wird. Die so erhaltenen ersten und zweiten Signalmengen können dann voneinander subtrahiert werden, um durch die Modulation des ersten HF-Impulses 500 bewirkte Änderungen hervorzuheben. Alle anderen Merkmale werden durch die Subtraktion gegeneinander aufgehoben. Es ist ebenfalls möglich, die durch Fourier-Transformation erhaltenen MR-Abbildungen voneinander zu subtrahieren, um zum selben Ergebnis zu gelangen.

In einer alternativen Ausführungsform der vorliegenden Erfindung werden der zweite HF-Impuls 510, der erste, zweite und dritte Magnetfeldgradient-Impuls 530a, 520 und 530b weggelassen, so daß auf den ersten HF-Impuls 500 unmittelbar der vierte Magnetfeldgradient-Impuls 540 und der fünfte Magnetfeldgradient-Impuls 550 folgen. Bei dieser Ausführungsform wird die vom ersten HF-Impuls 500 erzeugte transversale Magnetisierung direkt von der externen HF-Spule 140 detektiert.

Fig. 6 zeigt ein Blockschaltbild eines MR-Systems, das zur Gefäßdarstellung und Verfolgung des Instrumenteneinsatzes geeignet ist. Das System umfaßt eine Steuereinheit 900, welche die Steuersignale für eine Reihe von Magnetfeldgradient-Verstärkern 910 liefert. Diese Verstärker treiben die Magnetfeldgradient-Spulen 130 innerhalb des Gehäuses 120.

Die Gradient-Spulen 130 können Magnetfeldgradienten in drei zueinander orthogonalen Richtungen erzeugen.

Die Steuereinheit 900 erzeugt ebenfalls Signale, die an den Sender 930a in einem Invasiv-Gerät bzw. Katheder geliefert werden, um HF-Impulse mit einer oder mehreren vorbestimmten Frequenzen sowie geeigneter Leistung zu erzeugen, um eine Kippung ausgewählter Spins innerhalb des Erfassungsbereichs der kleinen HF-Spule 200 in einem MR-aktiven Invasiv-Gerät 150 zu veranlassen. Die Steuereinheit 900 erzeugt weiter Signale für einen Sender 930 zu Erzeugung von HF-Impulsen bei einer oder mehreren vorbestimmten Frequenzen und mit geeigneter Leistung, um eine Kippung bzw. Nutation ausgewählter Spins innerhalb der externen HF-Spule 140 in der Bohrung bzw. Röhre des Magneten 125 zu veranlassen.

Die MR-Antwortsignale werden von der an den Empfänger 940 angeschlossenen externen HF-Spule 140 abgefühlt. Im Empfänger 940 erfolgt die Verarbeitung der MR-Antwortsignale durch Verstärkung, Demodulation, Filtern und Digitalisieren.

Die Steuereinheit 900 sammelt schließlich die Signale vom Empfänger 940 und leitet sie zur weiteren Verarbeitung an einen Rechner 950 weiter. Der Rechner 950 führt zur Erzeugung einer MR-Abbildung eine Fouriertransformation der von der Steuereinheit 900 empfan-

genen Signale durch. Diese Abbildung enthält Pixel-Informationen nur von dem Blut, das an dem MR-aktiven Invasiv-Gerät 150 vorbeigeflossen ist. Das durch den Rechner 950 berechnete Bild wird schließlich auf dem Bildschirm 180 dargestellt.

Das in Fig. 6 dargestellte MR-System kann gleichermaßen auch zur Erzeugung konventioneller MR-Abbildungen in an sich bekannter Weise benutzt werden. Bei einer solchen Verwendung beaufschlagt ein einzelner Sender eine externe HF-Spule innerhalb des Magneten. Diese Spule ist typischerweise groß genug, entweder den ganzen Körper, den Kopf oder einzelne Gliedmaßen einer Untersuchungsperson aufzunehmen. Empfangene MR-Antwortsignale werden entweder mit derselben vom Sender benutzten externen Spule detektiert oder – unabhängig von der senderseitig beaufschlagten Spule – von einer Oberflächenspule.

Patentansprüche

1. Magnetresonanz (MR) -Bildgebungseinrichtung für Gefäßselektive Angiographie-Bilder eines Untersuchungsobjekts (100) umfassend:

- a) Magnetmittel (125) zum Anlegen eines homogenen magnetischen Felds mit im wesentlichen über das Untersuchungsobjekt (100) gleichförmiger Amplitude;
- b) eine erste HF-Sendereinrichtung (140) außerhalb des Untersuchungsobjekts zur Übertragung von HF-Energie in das Untersuchungsobjekt mit ausgewählter Dauer, Amplitude und Frequenz, um ein Kippen bzw. Nutzen eines ersten ausgewählten Spinfeldes in dem Untersuchungsobjekt zu veranlassen;
- c) Gradienten-Mittel (z. B. 130) zur zeitlichen Veränderung der Amplitude des Magnetfelds in mindestens einer räumlichen Dimension;
- d) ein in das Untersuchungsobjekt einführbares MR-aktives Invasiv-Gerät (150) mit mindestens einer daran angebrachten HF-Spule (200), mittels der jeweils ein Kippen bzw. Nutzen der Kernspin-Magnetisierung in ihrer Nachbarschaft durchführbar ist;
- e) eine zweite mit der mindestens einen HF-Spule (200) innerhalb des MR-aktiven Invasiv-Geräts (150) verbindbare HF-Sendereinrichtung (930a) zur Übertragung von HF-Energie in das Untersuchungsobjekt mit einer gewählten Dauer, Amplitude und Frequenz zur Veranlassung eines Kippvorgangs eines ausgewählten Spinfeldes;
- f) eine externe HF-Empfangsspule (z. B. 140) zum Erfassen einer jeweiligen Gruppe von MR-Antwortsignalen von den ersten und zweiten gekippten Spinfeldern in dem Untersuchungsobjekt;
- g) einer mit der externen HF-Empfängerspule gekoppelte Empfängereinrichtung (940) zum Empfang der detektierten MR-Antwortsignale von ausgewählten Spinfeldern;
- h) eine Rechnereinrichtung (950) zur Berechnung der Angiographie-Bilddaten aus den erhaltenen MR-Antwortsignalen; i) eine Steuereinrichtung (900), die mit der ersten HF-Sendereinrichtung (930), der Empfängereinrichtung (940), der Rechnereinrichtung (950) und der Gradienteneinrichtung (910) verbunden ist, mittels welcher Steuereinrichtung die erste

und zweite HF-Sendereinrichtung, die Empfängereinrichtung, die Rechnereinrichtung und die Gradienteneinrichtung entsprechend einer vorgegebenen MR-Impulssequenz aktivierbar sind; und

j) eine mit der Rechnereinrichtung verbundene Bilddarstellungseinrichtung (180) zur Darstellung des resultierenden Angiographie-Bildes für die Bedienungsperson.

2. Verfahren zur Erstellung einer Gefäß-selektiven Magnetresonanz (MR)-Angiographie-Abbildung eines Untersuchungsobjekts, umfassend die folgenden Verfahrensschritte:

- Anlegen eines homogenen Magnetfelds mit im wesentlichen gleichförmiger Amplitude über den Bereich des Untersuchungsobjekts;
- Einführen eines MR-aktiven Invasiv-Geräts (150) mit einer HF-Spule (200) in ein ausgewähltes Gefäß des Untersuchungsobjekts (100);
- Übertragen von HF-Energie von dem MR-aktiven Invasiv-Gerät in das Untersuchungsobjekt mit einer zur Veranlassung des Kippens bzw. Nutieren eines ersten ausgewählten Spinfeldes gewählten Zeidauer, Amplitude und Frequenz;
- Übertragen von HF-Energie von einer hinsichtlich des Untersuchungsobjekts externen HF-Spule in das Untersuchungsobjekt zur Bewirkung eines Kippvorgangs (Nutation) eines zweiten ausgewählten Spinfeldes;
- zeitliches Verändern der Amplitude des Magnetfelds in mindestens einer räumlichen Richtung;
- Erfassen einer Mehrzahl von MR-Antwortsignalen von einem ausgewählten Spinfeld;
- Verarbeiten der erfaßten MR-Antwortsignale;
- Berechnen der MR-Angiographie-Bilddaten für das ausgewählte Gefäß aus den prozessierten MR-Antwortsignalen; und
- Anzeigen des MR-Angiographie-Bildes an das Bedienungspersonal.

3. Verfahren nach Anspruch 2, bei dem der Schritt des Berechnens der MR-Angiographie-Bilddaten die folgenden Schritte umfaßt:

- Wiederholen der Verfahrensschritte c) bis e) mit einem ersten vorbestimmten Wert, der von dem MR-aktiven Invasiv-Gerät übertragenen HF-Energie zum Erhalt eines ersten Satzes von MR-Antwortsignalen;
- Wiederholen der Schritte c) bis e) mit einem zweiten vorbestimmten Wert, der von dem MR-aktiven Invasiv-Gerät übertragenen HF-Energie zum Erhalt eines zweiten Satzes von MR-Antwortsignalen; und
- Subtrahieren des ersten sowie des zweiten Satzes von MR-Antwortsignalen zum Erhalt des MR-Angiographiebildes.

4. Verfahren nach Anspruch 2, bei dem der Schritt des Erfassens des MR-Antwortsignals gleichzeitig mit dem Schritt der Amplitudenveränderung des magnetischen Feldes erfolgt

5. Verfahren zur Erstellung einer Gefäß-selektiven Magnetresonanz (MR)-Angiographie-Abbildung eines Untersuchungsobjekts, umfassend die folgenden Verfahrensschritte:

- Anlegen eines homogenen Magnetfelds mit

im wesentlichen gleichförmiger Amplitude über den Bereich des Untersuchungsobjekts;

b) Einführen eines MR-aktiven Invasiv-Geräts (150) mit einer HF-Spule (200) in ein ausgewähltes Gefäß des Untersuchungsobjekts (100);

c) Übertragen von HF-Energie von dem MR-aktiven Invasiv-Gerät in das Untersuchungsobjekt mit einer zur Veranlassung des Kippens bzw. Nutieren eines ersten ausgewählten Spinfeldes gewählten Zeidauer, Amplitude und Frequenz;

d) zeitliches Verändern der Amplitude des Magnetfelds in mindestens einer räumlichen Richtung;

e) Erfassen einer Mehrzahl von MR-Antwortsignalen von einem ausgewählten Spinfeld;

f) Verarbeiten der erfaßten MR-Antwortsignale;

g) Berechnen der MR-Angiographie-Bilddaten für das ausgewählte Gefäß aus den prozessierten MR-Antwortsignalen; und

h) Anzeigen des MR-Angiographie-Bildes an das Bedienungspersonal.

Hierzu 6 Seite(n) Zeichnungen

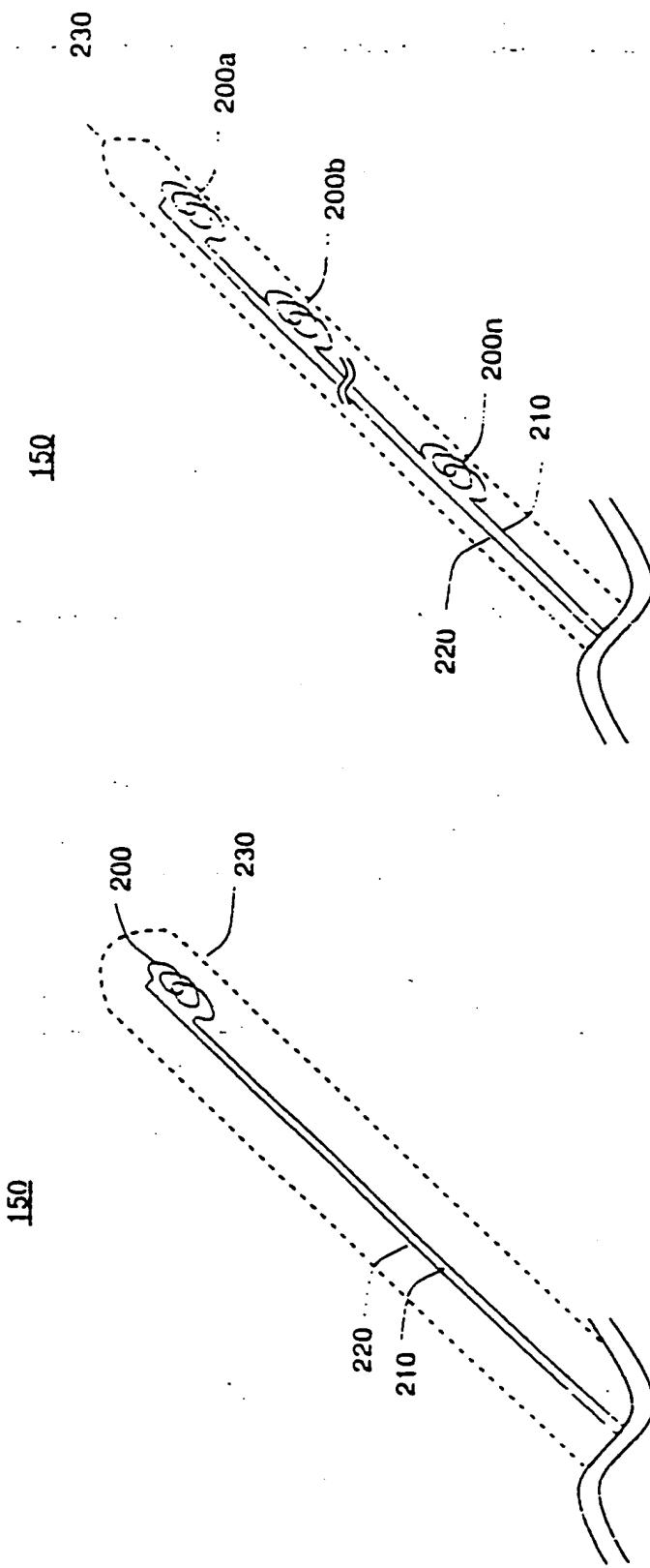


Fig. 2a

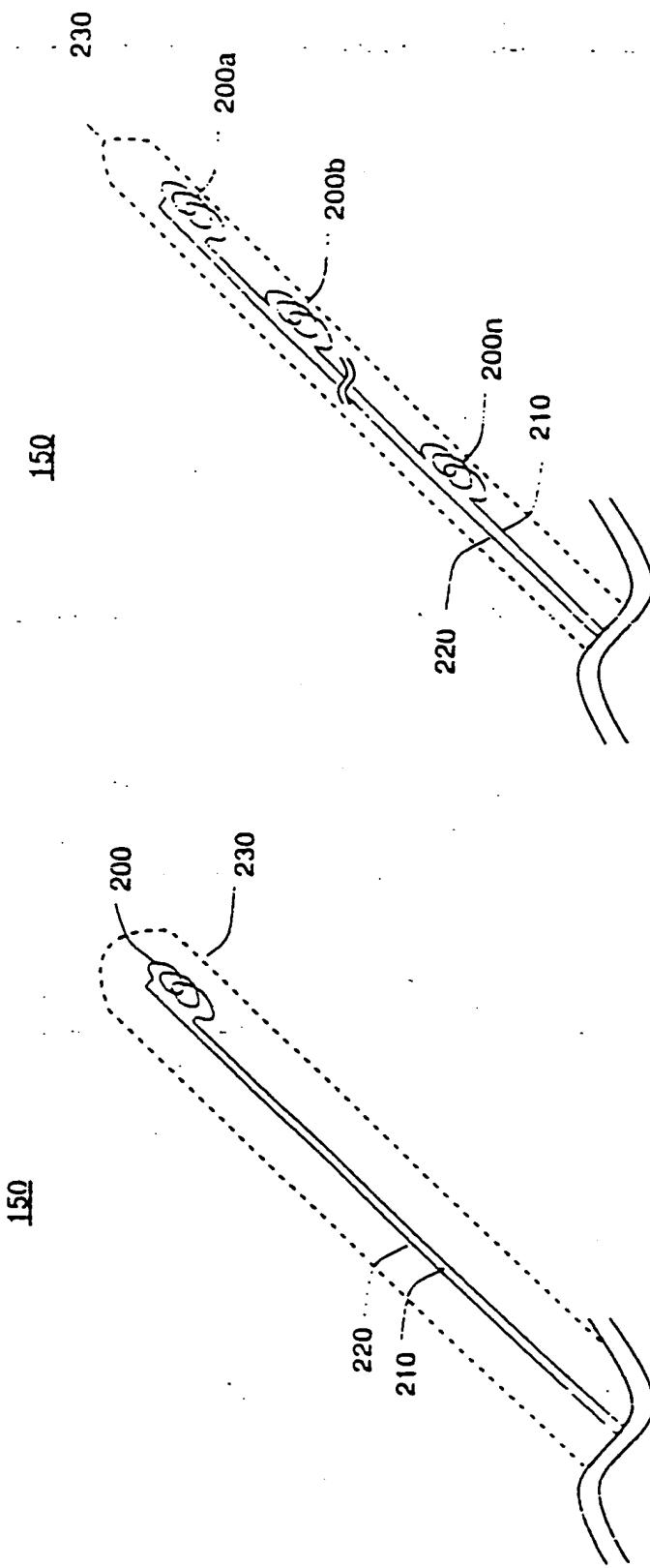


Fig. 2b

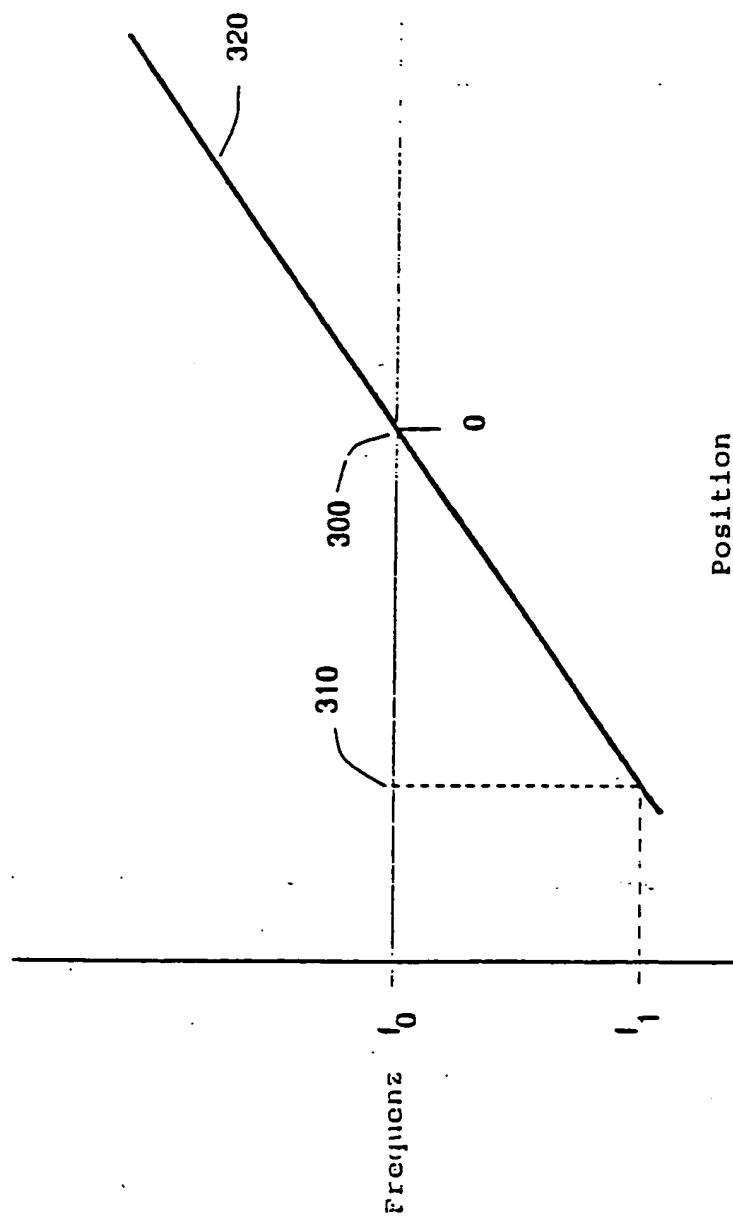


Fig. 3

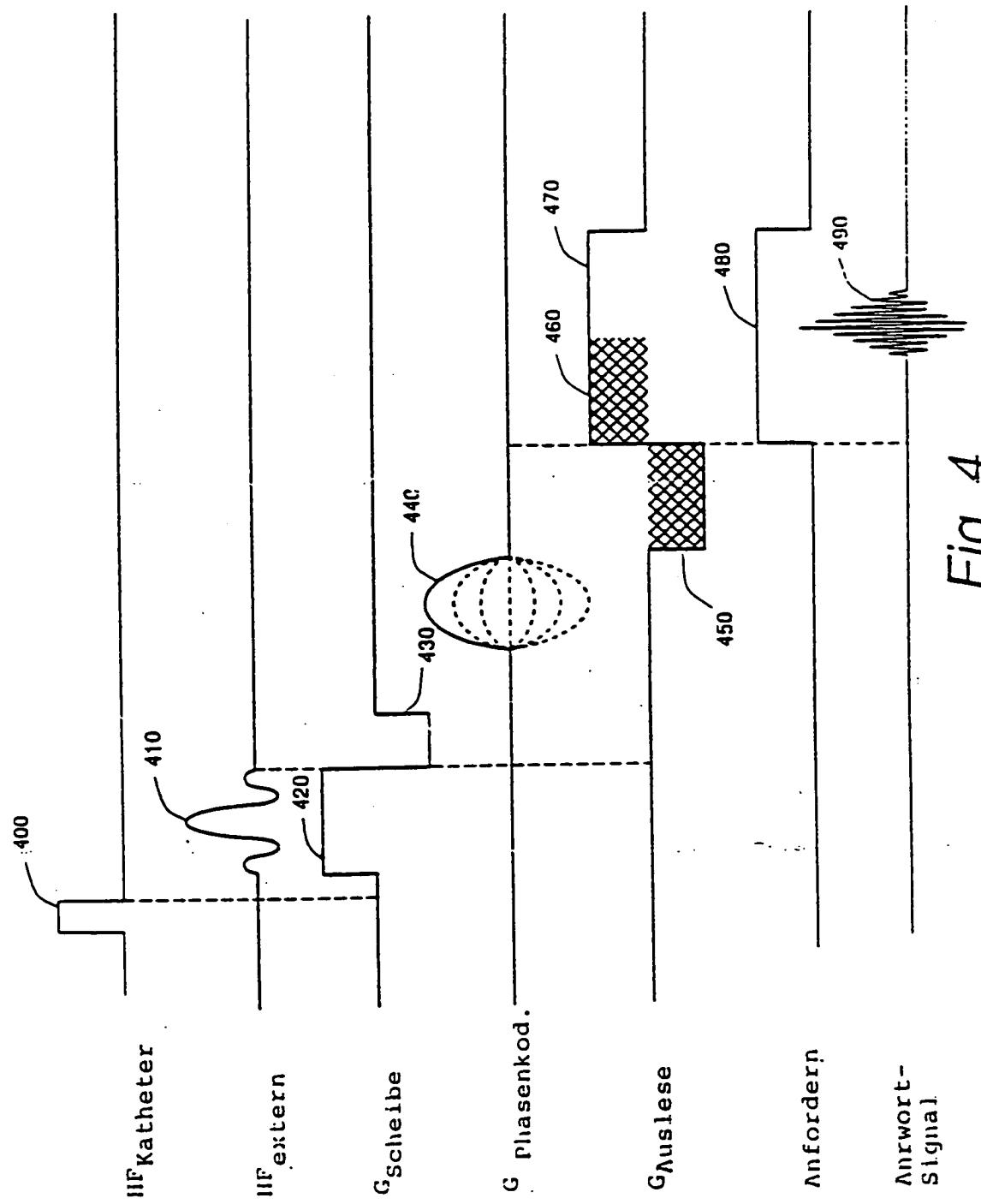


Fig. 4

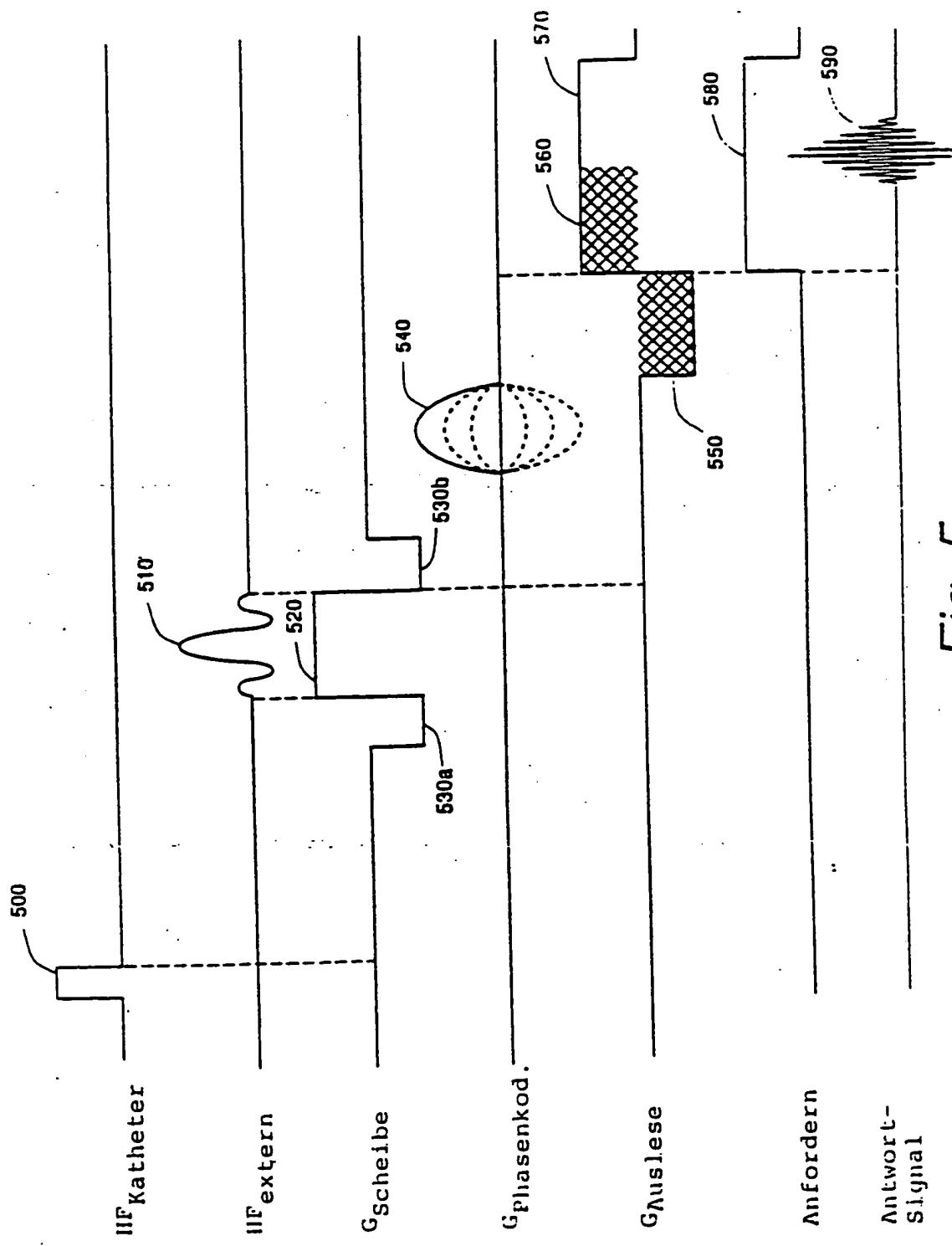


Fig. 5

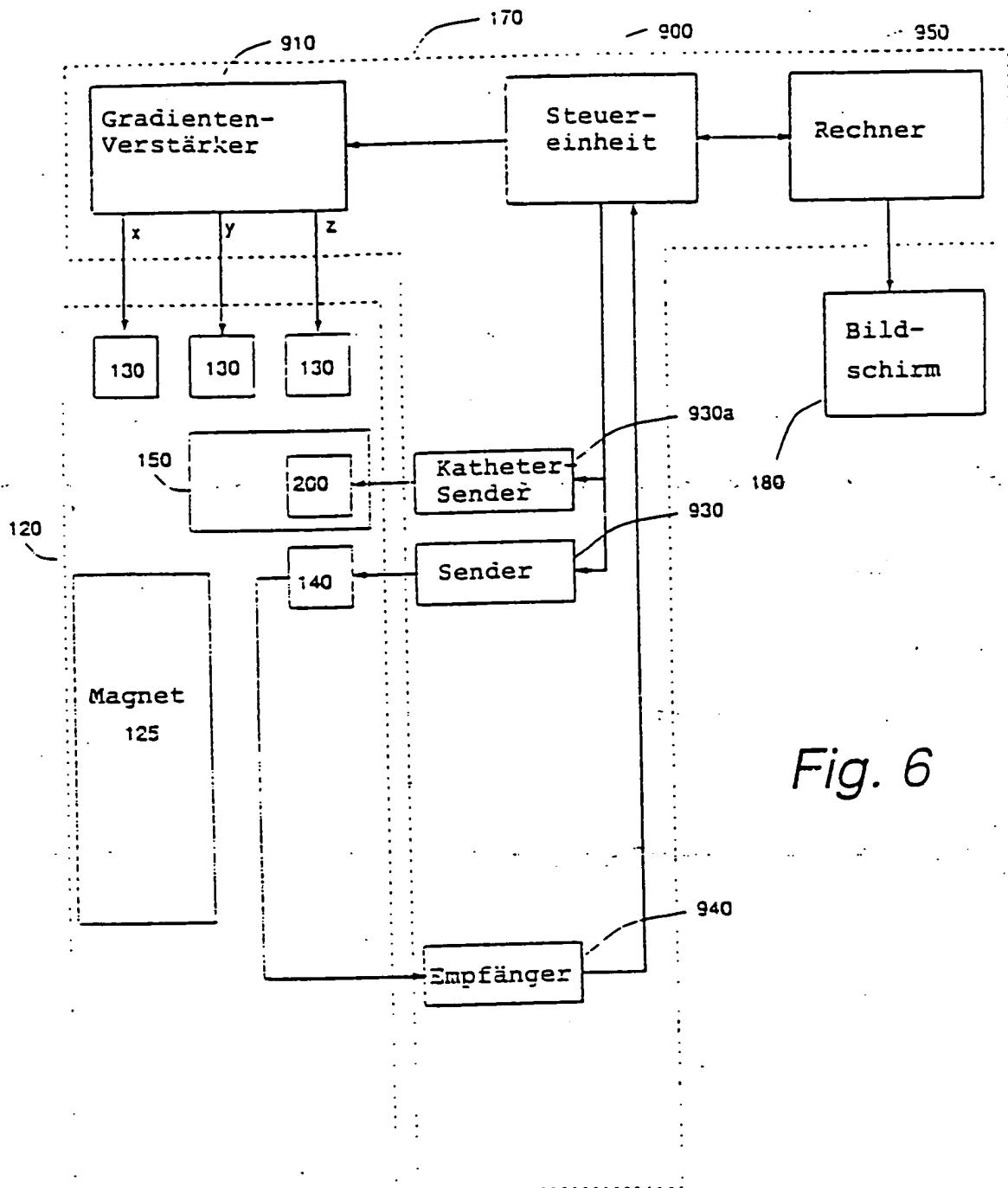


Fig. 6



(19) BUNDESREPUBLIK

DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

(12) Veröffentlichung der Patentansprüche

(10) DE/EP 0 385 367 T 1

(51) Int. Cl. 6:

A 61 B 5/055

A 61 M 25/10

(30) Unionspriorität: (32) (33) (31)

27.02.89 US 315875

(71) Anmelder:

Medrad, Inc., Pittsburgh, Pa., US

(74) Vertreter:

Weber, O., Dipl. Phys.; Heim, H., Dipl.-Ing.
Dipl.-Wirtsch.-Ing.; Pat-Anwälte 81479 München

der europäischen Patentanmeldung mit der

(87) Veröffentlichungsnummer: 0 385 367
in deutscher Übersetzung (Art. II § 2 Abs. 1 int.Pat.ÜG)

(85) Europäisches Aktenzeichen: 90 103 732.5

(86) Europäischer Anmeldetag: 26. 2. 90

(87) Veröffentlichungstag
der europäischen Anmeldung: 5. 9. 90

(45) Veröffentlichungstag der Patentansprüche
in deutscher Übersetzung: 29. 6. 95

(72) Erfinder:

Misic, George J., Novelty, Ohio 44072, US;
Rhinehart, Edward J., Monroeville, Pennsylvania
15146, US; Welch, Thomas R., Gibsonia,
Pennsylvania 15044, US; Claiborne, Theodore C.,
Gibsonia, Pennsylvania 15044, US

(54) Sonde für Körperhöhlen und Schnittstelleneinrichtung für Magnetresonanzdarstellung und Spektroskopie

DE/EP 0 385 367 T 1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

BUNDESDRUCKEREI 05.95 508 926/2

DE/EP 0 385 367 T 1

Weber & Heim
Deutsche Patentanwälte
European Patent Attorneys

D-81479 MÜNCHEN
Hofbrunnstrasse 36
Telefon: (089) 79.90.47
Telex: 5-212877
Telefax: (089) 7915256

M 1429

Patentansprüche

1. Einführbare Körperhöhlensonde zur Verwendung in einem magnetischen Resonanzsystem zur Erlangung von Bildern oder Spektren einer Region von Interesse innerhalb einer Körperhöhle eines Patienten, umfassend:
ein längliches Schaftelelement mit einem proximalen und einem distalen Ende sowie einem ersten und zweiten Hohlraum;
einen aufblasbaren Interface-Ballon mit einem aufblasbaren inneren Ballon und einem flexiblen äußeren Ballon, welcher den inneren Ballon umschließt;
eine flexible Spule, die innerhalb des Interface-Balons zwischen dem inneren Ballon und dem äußeren Ballon untergebracht ist;
eine Aufblaseeinrichtung, die mit dem Schaftelelement und über den ersten Hohlraum des Schaftelelementes mit dem aufblasbaren inneren Ballon verbunden ist; und
einer Verbindungsleitung, welche zur Schaffung einer elektrischen Verbindung zu der flexiblen Spule über den zweiten Hohlraum des Schaftelelementes mit dem Schaft verbunden ist.
2. Einführbare Körperhöhlensonde nach Anspruch 1, welche weiterhin eine nicht dehbare Fläche aufweist, welche an der Oberfläche des inneren Ballons angrenzend an die der flexible Spule angebracht ist.

3. Einführbare Körperhöhlensonde nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Aufblaseeinrichtung einen kompressiblen Blasebalg und einen Schlauch aufweist, welcher mit dem Schaftelelement verbunden ist, um durch Zusammenpressen des Blasebalgs Luft über den ersten Hohlraum des Schaftelelementes zu dem inneren Ballon zu fördern, und daß weiterhin ein Sperrhahn an dem Schlauch vorgesehen ist, welcher den Blasebalg mit dem Schaftelelement verbindet, wobei der Sperrhahn, wenn er sich in einer geschlossenen Stellung befindet, den inneren Ballon in einem aufgeblasenen Zustand hält.
4. Einführbare Körperhöhlensonde nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die flexible Spule eine Reihenresonanzspule ist und daß die Verbindungsleitung eine Viertelwellenlängen-Leitung ist, welches die Reihenresonanzspule zu einer Parallelresonanzspule umformt, wie sich diese an dem proximalen Ende der Leitung zeigt.
5. Einführbare Körperhöhlensonde zur Verwendung in einem magnetischen Resonanzsystem zur Erlangung von Bildern oder Spektren einer Region von Interesse innerhalb einer Körperhöhle eines Patienten, umfassend:
ein längliches Schaftelelement mit einem proximalen und einem distalen Ende;
eine aufblasbare Interface-Balloneinrichtung, welche in der Nähe des distalen Endes des Schaftelelementes angeordnet ist, wobei der aufblasbare Interface-Ballon aus einem einzelnen aufblasbaren Mehrschichtballon gebildet ist;

ein flexible Antennenspule, welche in der aufblasbaren Interface-Balloneinrichtung untergebracht und zwischen den Schichten des Ballons eingeschlossen ist; eine Aufblaseinrichtung, welche zum selektiven Aufblasen der Interface-Balloneinrichtung mit der aufblasbaren Interface-Balloneinrichtung verbunden ist, um die flexible Antennenspule angrenzend an die Region von Interesse eng anzulegen; und eine Verbindungsleitung, welche mit der flexiblen Antennenspule elektrisch verbunden ist, um die flexible Spule mit einer rückwärtigen Abtastvorrichtung zu verbinden.

6. Einführbare Körperhöhlensonde zur Verwendung in einem magnetischen Resonanzsystem zur Erlangung von Bildern oder Spektren einer Region von Interesse innerhalb einer Körperhöhle eines Patienten, umfassend:
 - ein längliches Schaftelelement mit einem proximalen und einem distalen Ende sowie einem ersten und zweiten Hohlraum;
 - einen aufblasbaren Interface-Ballon mit einem aufblasbaren inneren Ballon und einem flexiblen äußeren Ballon, welcher den inneren Ballon umschließt, wobei der äußere Ballon an seiner einen Oberfläche die Form eines Vordersattels und seitliche Vertiefungen an jeder Seite des äußeren Ballons aufweist;
 - eine flexible Spule, welche innerhalb des Interface-Balloons zwischen dem inneren Ballon und dem äußeren Ballon untergebracht ist und durch die seitlichen Vertiefungen des äußeren Ballons in seiner Position in dem Interface-Ballon gehalten ist;
 - eine Aufblaseinrichtung, welche mit dem Schaftelelement und über den ersten Hohlraum des Schaftelelementes mit

dem aufblasbaren inneren Ballon verbunden ist; und eine Verbindungsleitung, welche mit dem Schaftelelement verbunden ist, um eine elektrische Verbindung über den zweiten Hohlraum des Schaftelelementes zu der flexiblen Spule zu schaffen.

7. Einführbare Körperhöhlensonde nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die flexible Spule und die Verbindungsleitung aus einem einzigen Stück eines RF-Koaxialkabels gebildet sind.
8. Einführbare Sonde zur Verwendung in einem magnetischen Resonanzsystem, umfassend:
eine Reihenresonanz-Empfangsspule;
eine Interface-Einrichtung zum Plazieren der Empfangsspule eng anliegend zu einer Patientenregion von Interesse; und
eine Viertelwellenlängen-Verbindungsleitung zur Verbindung der Sonde mit einer Interface-Vorrichtung an ihrem proximalen Ende, wobei die Leitung die Empfangsspule veranlaßt, am proximalen Ende der Leitung als eine Parallelresonanzspule zu erscheinen.
9. Magnetisches Resonanzabbildungssystem mit:
einer einführbaren Körperhöhlensonde mit einer Empfangsspule zum Plazieren in der Nähe einer Region von Interesse innerhalb einer Körperhöhle eines Patienten, wobei die Empfangsspule eine Reihenresonanzspule ist;

einen magnetischen Resonanzabbildungs-Scanner;
ein trennbares Interface-Netzwerk zur Kopplung der Sonde mit dem Scanner, wobei das Interface-Netzwerk eine Impedanz-Anpassungseinrichtung zum Anpassen der Ausgabeimpedanz der Sonde an die Eingabeimpedanz des Scanners, eine Abstimmungseinrichtung zum Abstimmen der Resonanzfrequenz der Sonde an die Larmour-Frequenz des Scanners und eine Entkopplungseinrichtung zum Entkoppeln der Sonde von dem Scanner während eines Übermittlungsvorgangs der magnetischen Resonanzabbildung aufweist; und
eine Viertelwellenlängen-Verbindungsleitung zur Verbindung mit der Empfangsspule an ihrem distalen Ende und zur Verbindung mit dem Interface-Netzwerk an ihrem proximalen Ende, wobei die Viertelwellenlängen-Leitung die Empfangsspule an dem proximalen Ende der Leitung als Parallelresonanzspule erscheinen läßt.

10. Interface-Netzwerk zur Bildung einer Schnittstelle zwischen einer magnetischen Resonanzabbildung-Abbildungs-Aufnahmesonde und einem magnetischen Resonanzabbildungs-Scanner, wobei die Aufnahmesonde eine Empfangsspule aufweist und durch eine Verbindungsleitung elektrisch mit dem Interface-Netzwerk verbunden ist, umfassend:
 - einen Eingabeananschluß zur Aufnahme der Verbindungsleitung der Aufnahmesonde als Eingabe;
 - einen Ausgabeananschluß zur Verbindung mit dem magnetischen Resonanzabbildungs-Scanner;
 - eine Abstimmungseinrichtung zum Abstimmen der Aufnahmesonde an eine vorgegebene Abtastfrequenz des magnetischen Resonanzabbildungs-Scanner;

- 6 -

eine Impedanz-Anpassungseinrichtung zum Anpassen der Ausgabeimpedanz der Aufnahmesonde an die Eingabeimpedanz des magnetischen Resonanzabbildungs-Scanners; und eine Entkopplungseinrichtung zum Entkoppeln der Aufnahmesonde von dem magnetischen Resonanzabbildungs-Scanner während eines Übertragungsvorganges der magnetischen Resonanzabbildung.

11. Interface-Netzwerk nach Anspruch 10,

dadurch gekennzeichnet,
daß die Impedanz-Anpassungseinrichtung ein Pi-Netzwerk aufweist, welches mit der Aufnahmesonde und dem magnetischen Resonanzabbildungs-Scanner in Reihe geschaltet ist sowie einen Reiheninduktor und einen ersten und zweiten Querkondensator aufweist, wobei der zweite Kondensator auf der Seite des Induktors in der Nähe des magnetischen Resonanzabbildungs-Scanners angeordnet ist und jenen vorgegebenen Wert besitzt, um das Pi-Netzwerk zu veranlassen, den Realteil der Ausgabeimpedanz der Aufnahmesonde zur Anpassung an die Eingabeimpedanz des magnetischen Resonanzabbildungs-Scanners umzuformen.

12. Interface-Netzwerk nach Anspruch 10,

dadurch gekennzeichnet,
daß die Abstimmungseinrichtung ein Pi-Netzwerk umfaßt, welches in Reihe mit der Aufnahmesonde und dem magnetischen Abbildungs-Scanner geschaltet ist sowie einen Reiheninduktor und einen ersten und zweiten Querkondensator aufweist, wobei der erste Kondensator mit dem Induktor auf der Seite des Induktors in der Nähe der Aufnahmesonde verbunden ist, wobei der erste Kondensator zur Einstellung eines ausgewählten elektrischen Pa-

Parameter der Aufnahmesonde veränderbar ist, um die Resonanzfrequenz der Aufnahmesonde mit der vorgegebenen Abtastfrequenz des magnetischen Abbildungs-Scanners abzustimmen.

13. Interface-Netzwerk nach Anspruch 10, welches zudem ein Pi-Netzwerk aufweist, welches in Reihe mit der Aufnahmesonde und dem magnetischen Resonanzabbildungs-Scanner geschaltet ist sowie einen Reiheninduktor und einen ersten und zweiten Querkondensator aufweist, dadurch gekennzeichnet, daß die Entkopplungseinrichtung eine Diode aufweist, welche parallel mit der Viertelwellenlängen-Leitung von der Empfangsspule der Aufnahmesonde und dem Pi-Netzwerk geschaltet ist, wobei die Entkopplungseinrichtung eine Vorspannung an der Diode während eines Übertragungsvorganges der magnetischen Resonanzabbildung anlegt, um einen offenen Schaltkreis in Reihe zu der Empfangsspule der Aufnahmesonde zu schaffen.

14. Interface-Netzwerk nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß die Abstimmungseinrichtung ein Pi-Netzwerk aufweist, welches in Reihe mit der Aufnahmesonde und dem magnetischen Resonanzabbildungs-Scanner geschaltet ist sowie einen Reiheninduktor, eine Parallel-Eingabeverstärkodiode, welche durch eine Steuerspannung einstellbar ist, und einen Ausgabe-Querkondensator aufweist, und wobei das Interface-Netzwerk weiterhin einen Schaltkreis zur automatischen Einstellung der Steuer-

spannung der Varactordiode aufweist, um die Resonanzfrequenz der Aufnahmesonde mit der vorgegebenen Abtastfrequenz des magnetischen Resonanzabbildungs-Scanners abzustimmen.

15. Interface-Netzwerk nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, daß der Schaltkreis zum automatischen Abstimmen der Aufnahmesonde

eine Erzeugungseinrichtung für eine lokale RF-Signal, welches auswählbar mit dem Pi-Netzwerk und der Aufnahmesonde verbunden ist, um ein elektrisches Signal dort hin zu liefern,

eine Abfrageeinrichtung zum Abfragen der Energie, welche von der Aufnahmesonde und dem Pi-Netzwerk reflektiert wird;

eine Konvertoreinrichtung zur Konvertierung des Abfragewertes der reflektierten Energie zu einem Gleichstrompegelsignal,

einen Flankengleichrichter zum Ermitteln, wenn das Gleichstrompegelsignal eine Null-Neigung erreicht,

wenn es von einem Anfangswert abfällt, und zum Einstellen der Steuerspannung der Varactordiode gemäß der Neigung des Gleichstrompegelsignal, umfaßt.

16. Interface-Netzwerk nach Anspruch 15,

dadurch gekennzeichnet,

daß der Schaltkreis zur automatischen Abstimmung der Aufnahmesonde weiterhin eine Sperreinrichtung zum Sperren der Steuerspannung der Varactordiode aufweist, wenn das Gleichstrompegelsignal eine Null-Neigung erreicht.

17. Interface-Netzwerk zur Bildung einer Schnittstelle zwischen einer magnetischen Resonanzabbildungs-Aufnahmesonde und einem magnetischen Resonanzabbildungs-Scanner, umfassend:

eine Abstimmungseinrichtung zum Abstimmen der Aufnahmesonde mit einer vorgegebenen Abtastfrequenz des magnetischen Resonanzabbildungs-Scanners;

eine Impedanz-Anpassungseinrichtung zum Anpassen der Ausgabeimpedanz der Aufnahmesonde an die Eingabeimpedanz des magnetischen Resonanzabbildungs-Scanners; und eine Entkopplungseinrichtung zum Entkoppeln der Aufnahmesonde von dem magnetischen Resonanzabbildungs-Scanner während eines Übertragungsvorgangs einer magnetischen Resonanzabbildung.

18. Interface-Netzwerk nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, daß die Abstimmungseinrichtung und die Impedanzanpassungseinrichtung ein Pi-Netzwerk umfaßt, welches in Reihe mit der Aufnahmesonde und dem magnetischen Resonanzabbildungs-Scanner geschaltet ist sowie einen Reiheninduktor und eine erste und zweite Parallel-Varactordiode aufweist und weiterhin einen elektronischen Schaltkreis zum Einstellen der Steuerspannung der ersten Varactordiode aufweist, um die Aufnahmesonde abzustimmen und die Steuerspannung der zweiten Varactor-diode zur Impedanzanpassung der Aufnahmesonde mit dem magnetischen Resonanzabbildungs-Scanner einzustellen.

19. Interface-Netzwerk nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, daß die Impedanzanpassungs-Einrichtung ein Pi-Netzwerk

umfaßt, welches in Reihe mit der Aufnahmesonde und dem magnetischen Resonanzabbildungs-Scanner geschaltet ist, wobei das Pi-Netzwerk einen Reiheninduktor und einen ersten und zweiten Querkondensator aufweist, wobei der erste Kondensator einstellbar ist und das Interface-Netzwerk weiterhin einen elektronischen Schaltkreis aufweist, mit einem Generator für ein lokales RF-Signal, welcher selektiv mit dem Pi-Netzwerk und der Aufnahmesonde gekoppelt ist, zum Liefern eines elektrischen Signales dorthin; einer Abfrageeinrichtung zum Abfragen der Energie welche durch das Pi-Netzwerk und die Aufnahmesonde reflektiert wird und einer Anzeigeeinrichtung zum Anzeigen der reflektierten Energie welche durch die Abfrageeinrichtung abgefragt ist, um einem Benutzer zu ermöglichen, den Wert des veränderbaren Kondensators zur Abstimmung der Aufnahmesonde an die Larmour-Frequenz des magnetischen Resonanzabbildungs-Scanners einzustellen.

20. Interface-Netzwerk nach Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet, daß der zweite Kondensator einstellbar ist, wobei der Wert des zweiten Kondensators durch den elektronischen Schaltkreis einstellbar ist, um die Ausgabeimpedanz der Aufnahmesonde an die Eingabeimpedanz des magnetischen Resonanzabbildungs-Scanners anzupassen.

21. Interface-Netzwerk zur Bildung einer Schnittstelle zwischen einer magnetischen Resonanzabbildungs-Aufnahmesonde und einem magnetischen Resonanzabbildungs-Scanner,

wobei die Aufnahmesonde eine Empfangsspule aufweist und durch eine Verbindungsleitung elektrisch mit dem Interface-Netzwerk verbunden ist, mit:
einem Eingabeanschluß zur Aufnahme der Verbindungsleitung der Aufnahmesonde als Eingabe;
einem Ausgabeanschluß zur Verbindung mit dem magnetischen Resonanzabbildungs-Scanner; und
einer Impedanzanpassungs-Einrichtung zum Anpassen der Ausgabeimpedanz der Aufnahmesonde an die Eingabeimpedanz des magnetischen Resonanzabbildungs-Scanners, wobei die Impedanzanpassungs-Einrichtung ein Pi-Netzwerk aufweist, welches in Reihe mit der Aufnahmesonde und dem magnetischen Resonanzabbildungs-Scanner geschaltet ist sowie einen Reiheninduktor und einen ersten und zweiten Querkondensator aufweist, wobei der zweite Kondensator an der Seite des Induktors in der Nähe des magnetischen Resonanzabbildungs-Scanners angeordnet ist und einen vorgegebenen Wert aufweist, um das Pi-Netzwerk zu veranlassen, den Realteil der Ausgabeimpedanz der Aufnahmesonde zur Anpassung an die Eingabeimpedanz des magnetischen Resonanzabbildungs-Scanners umzuformen.

22. Interface-Netzwerk zur Bildung einer Schnittstelle zwischen einer magnetischen Resonanzabbildungs-Aufnahmesonde und einem magnetischen Resonanzabbildungs-Scanner,
wobei die Aufnahmesonde eine Empfangsspule aufweist und durch eine Verbindungsleitung mit dem Interface-Netzwerk elektrisch verbunden ist, dieses Interface-Netzwerk umfaßt:
einen Eingabeanschluß zur Aufnahme der Verbindungsleitung der Aufnahmesonde als Eingabe;

einen Ausgabeanschluß zur Verbindung mit dem magnetischen Resonanzabbildungs-Scanner; und eine Abstimmungseinrichtung zur Abstimmung der Aufnahmesonde an eine vorgegebene Abtastfrequenz des magnetischen Resonanzabbildungs-Scanners, wobei die Abstimmungseinrichtung ein Pi-Netzwerk umfaßt, welches in Reihe mit der Aufnahmesonde und dem magnetischen Resonanzabbildungs-Scanner geschaltet ist sowie einen Reiheninduktor und einen ersten und zweiten Querkondensator aufweist, wobei der erste Kondensator mit dem Induktor auf der Seite des Induktors in der Nähe zu der Aufnahmesonde verbunden ist, wobei der erste Kondensator zur Einstellung eines ausgewählten elektrischen Parameters der Aufnahmesonde veränderbar ist, um die Resonanzfrequenz der Aufnahmesonde an die vorgegebene Abtastfrequenz des magnetischen Resonanzabbildungs-Scanners abzustimmen.

23. Interface-Netzwerk zur Bildung einer Schnittstelle zwischen einer magnetischen Resonanzabbildungs-Aufnahmesonde und einem magnetischen Resonanzabbildungs-Scanner, wobei die Aufnahmesonde eine Empfangsspule aufweist und durch eine Verbindungsleitung elektrisch mit dem Interface-Netzwerk verbunden ist, wobei die Verbindungsleitung eine Viertelwellenlängen-Leitung ist, dieses Interface-Netzwerk umfaßt:
einen Eingabeanschluß zur Aufnahme der Verbindungsleitung der Aufnahmesonde als Eingabe;
einen Ausgabeanschluß zur Verbindung zu dem magnetischen Resonanzabbildungs-Scanner;
ein Pi-Netzwerk, welches in Reihe mit der Aufnahmesonde und dem magnetischen Resonanzabbildungs-Scanner geschaltet ist, sowie einen Reiheninduktor und einen ersten und zweiten Querkondensator aufweist; und
eine Entkopplungseinrichtung zur Entkopplung der

Aufnahmesonde von dem magnetischen Resonanzabbildungs-Scanner während eines Übertragungsvorgangs einer magnetischen Resonanzabbildung, wobei die Entkopplungseinrichtung eine Diode aufweist, welche parallel zu der Viertelwellenlängen-Leitung von der Aufnahmespule der Aufnahmesonde und dem Pi-Netzwerk des magnetischen Resonanzabbildungs-Scanners geschaltet ist, wobei die Entkopplungseinrichtung während eines Übertragungsvorgangs einer magnetischen Resonanzabbildung an der Diode eine Vorspannung erzeugt, um einen offenen Schaltkreis in Reihe mit der Empfangsspule der Aufnahmesonde zu schaffen.

24. Interface-Netzwerk zur Bildung einer Schnittstelle zwischen einer magnetischen Resonanzabbildungs-Aufnahmesonde und einem magnetischen Resonanzabbildungs-Scanner, wobei die Aufnahmesonde eine Empfangsspule aufweist und durch eine Verbindungsleitung elektrisch mit dem Interface-Netzwerk verbunden ist, wobei das Interface-Netzwerk umfaßt:
einen Eingabeanschluß zur Aufnahme der Verbindungsleitung der Aufnahmesonde als Eingabe;
einen Ausgabeanschluß zur Verbindung mit dem magnetischen Resonanzabbildungs-Scanner; und
eine Abstimmungseinrichtung zur Abstimmung der Aufnahmesonde an die vorgegebene Abtastfrequenz des magnetischen Resonanzabbildungs-Scanners, wobei die Abstimmungseinrichtung ein Pi-Netzwerk umfaßt, welches in Reihe mit der Aufnahmesonde und dem magnetischen Resonanzabbildung-Scanner geschaltet ist, und einen Reiheninduktor, eine durch eine Steuerspannung einstellbare Parallel-Eingabevaractordiode und einen Ausgabe-Querkondensator aufweist, wobei das Interface-

Netzwerk weiterhin einen Schaltkreis zur automatischen Einstellung der Steuerspannung der Varactordiode aufweist, um die Resonanzfrequenz der Aufnahmesonde an die vorgegebene Abtastfrequenz des magnetischen Resonanzabbildungs-Scanners anzupassen.

25. Interface-Netzwerk zur Bildung einer Schnittstelle zwischen einer magnetischen Resonanzabbildungs-Aufnahmesonde und einem magnetischen Resonanzabbildungs-Scanner, wobei die Aufnahmesonde eine Empfangsspule aufweist und durch eine Verbindungsleitung elektrisch mit dem Interface-Netzwerk verbunden ist, wobei dieses Interface-Netzwerk umfaßt:
einen Eingabeanschluß zur Aufnahme der Verbindungsleitung der Aufnahmesonde als Eingabe;
einen Ausgabeanschluß zur Verbindung mit dem magnetischen Resonanzabbildungs-Scanner; und
eine Abstimmungseinrichtung zum Abstimmen der Aufnahmesonde an eine vorgegebene Abtastfrequenz des magnetischen Resonanzabbildungs-Scanners, wobei die Abtasteinrichtung ein Pi-Netzwerk umfaßt, welches in Reihe mit der Aufnahmesonde und dem magnetischen Resonanzabbildungs-Scanner geschaltet ist und einen Reiheninduktor, eine durch eine Steuerspannung einstellbare Paralleleingabe-Varactordiode und einen Ausgabe-Querkondensator aufweist, wobei das Interface-Netzwerk weiterhin einen Schaltkreis zur automatischen Einstellung der Steuerspannung der Varactordiode aufweist, um die Resonanzfrequenz der Aufnahmesonde an die vorgegebene Abtastfrequenz des magnetischen Resonanzabbildungs-Scanners anzupassen, und wobei der Schaltkreis zur automatischen Abstimmung der Aufnahmesonde umfaßt:

eine Erzeugungseinrichtung für ein lokales RF-Signal, welche auswählbar mit dem Pi-Netzwerk und der Aufnahmesonde gekoppelt ist, um ein elektrisches Signal dorthin zu liefern;

eine Abfrageeinrichtung zum Abfragen der Energie, welche von der Aufnahmesonde und dem Pi-Netzwerk reflektiert ist;

eine Konvertereinrichtung zur Konvertierung des Abfragewertes der reflektierten Energie zu einem Gleichstrompegelsignal; und

einen Flankengleichrichter zum Ermitteln, wenn das Gleichstrompegelsignal eine Nullneigung erreicht, wenn es von einem Anfangswert abfällt, und zur Einstellung der Steuerspannung der Varactordiode gemäß der Neigung des Gleichstrompegelsignals.

26. Einführbare Körperhöhlensonde zur Verwendung in einem magnetischen Resonanzabbildungssystem zur Erlangung von Bildern einer Region von Interesse innerhalb einer Körperhöhle eines Patienten, umfassend:

ein längliches Schaftelement mit einem proximalen und einem distalen Ende sowie wenigstens einem Hohlraum;

einen aufblasbaren Interface-Ballon mit einem aufblasbaren inneren Ballon und einem flexiblen äußeren Ballon, welcher den inneren Ballon umschließt;

eine flexible Spule, welche innerhalb des Interface-Ballons zwischen dem inneren Ballon und dem äußeren Ballon untergebracht ist;

eine Aufblaseeinrichtung, welche mit dem Schaftelement und dem aufblasbaren inneren Ballon über den ersten Hohlraum des Schaftelelementes verbunden ist; und

eine Verbindungsleitung, welche mit dem Schaft verbunden ist, um eine elektrische Verbindung über den Hohlraum des Schaftelelementes zu der flexiblen Spule zu schaffen.

27. Einführbare Körperhöhlensonde nach Anspruch 26, dadurch gekennzeichnet, daß das längliche Schaftelelement einen starren länglichen Abschnitt und eine flexible distale Spitze aufweist.
28. Einführbare Körperhöhlensonde nach Anspruch 27, welche weiterhin einen Griff an dem proximalen Ende des Schaftelelementes aufweist, dadurch gekennzeichnet, daß das Schaftelelement, der Interface-Ballon und der Griff miteinander verbunden sind, um als eine Einheit gedreht zu werden, wenn ein Drehmoment an den Griff angelegt ist.
29. Einführbare Körperhöhlensonde nach Anspruch 25, welche weiterhin Ausrichtungsmarkierungen an dem Schaftelelement aufweist, um die relative Längs- und Radialposition des Schaftelelementes anzuzeigen, wenn dieses in den Patienten eingeführt ist.
30. Magnetisches Resonanzabbildungssystem mit:
einer einführbaren Körperhöhlensonde mit einer Empfangsspule zur Anordnung in der Nähe einer Region von Interesse innerhalb einer Körperhöhle des Patienten, wobei die Körperhöhlensonde als Einwegvorrichtung ausgebildet ist;
einem magnetischen Resonanzabbildungs-Scanner;
einem trennbaren Interface-Netzwerk zur Kopplung der Sonde mit dem Scanner, und welches eine Impedanz-Anpassungseinrichtung zum Anpassen der Ausgabe-Impedanz der Sonde an die Eingabe-Impedanz des

Scanners; eine Abstimmungseinrichtung zur Abstimmung der Resonanzfrequenz der Sonde an die Larmourfrequenz des Scanners; eine Entkopplungseinrichtung zur Entkopplung der Sonde von dem Scanner während eines Übertragungsvorgangs einer magnetischen Resonanzabbildung aufweist.

31. Einführbare Körperhöhlensonde nach Anspruch 26, dadurch gekennzeichnet, daß der Interface-Ballon aus einem einzelnen aufblasbaren Mehrschichtballon gebildet ist, wobei die flexible Spule zwischen die Schichten des Ballons eingeschlossen ist.
32. Einführbare Körperhöhlensonde zur Verwendung in einem magnetischen Resonanzabbildungssystem zur Erlangung von Bildern einer Region von Interesse innerhalb einer Körperhöhle eines Patienten, umfassend:
ein längliches Schaftelelement mit einem proximalen und einem distalen Ende;
einer aufblasbaren Interface-Balloneinrichtung;
eine flexible Spule, welche innerhalb der Interface-Balloneinrichtung untergebracht ist;
einer Aufblaseinrichtung, welche mit der aufblasbaren Interface-Balloneinrichtung verbunden ist; und
eine Verbindungsleitung zur Schaffung einer elektrischen Verbindung zu der flexiblen Spule.
33. Einführbare Körperhöhlensonde nach Anspruch 32, dadurch gekennzeichnet, daß das längliche Schaftelelement einen starren länglichen Abschnitt aufweist.

34. Einführbare Körperhöhlensonde nach Anspruch 33, dadurch gekennzeichnet, daß das längliche Schaftelelement weiterhin eine flexible distale Spitze aufweist.

35. Einführbare Körperhöhlensonde nach Anspruch 34, welche weiterhin einen Griff an dem proximalen Ende des Schaftelelementes aufweist, dadurch gekennzeichnet, daß das Schaftelelement, der Interface-Ballon und der Griff miteinander verbunden sind, um als eine Einheit zu rotieren, wenn ein Drehmoment an den Griff angelegt wird.

36. Einführbare Körperhöhlensonde zur Verwendung in einem magnetischen Resonanzsystem zur Erlangung von Bildern oder Spektren von einer Region von Interesse in einer Körperhöhle eines Patienten, umfassend ein längliches Schaftelelement mit einem proximalen und einem distalen Ende sowie einem ersten und zweiten Hohlraum, einem aufblasbaren Interface-Ballon, welcher einen aufblasbaren inneren Ballon und einen flexiblen äußeren Ballon aufweist, der den inneren Ballon umschließt, eine flexible Spule, welche innerhalb des Interface-Balons zwischen dem inneren Ballon und dem äußeren Ballon untergebracht ist, eine Aufblaseeinrichtung, welche mit dem Schaftelelement und dem aufblasbaren inneren Ballon über den ersten Hohlraum des Schaftelelementes verbunden ist, eine Verbindungsleitung, welche zur Schaffung einer elektrischen Verbindung über den zweiten Hohlraum des Schaftelelementes zu der flexiblen Spule mit dem Schaf verbunden ist; und

wobei das Schaftelelement eine Positionierskala aufweist, welche an dessen äußerer Oberfläche aufgedruckt ist.

37. Einführbare Körperhöhlensonde zur Verwendung in einem magnetischen Resonanzsystem zur Erlangung von Bildern oder Spektren einer Region von Interesse in einer Körperhöhle eines Patienten umfassend:
ein längliches Schaftelelement mit einem proximalen und einem distalen Ende sowie einem ersten und zweiten Hohlraum;
einem aufblasbaren Interface-Ballon, welcher einen aufblasbaren inneren Ballon und einen flexiblen äußeren Ballon aufweist, welcher den inneren Ballon umschließt;
eine flexible Spule, welche innerhalb des Interface-Balloons zwischen dem inneren Ballon und dem äußeren Ballon untergebracht ist;
eine Aufblaseeinrichtung, welche mit dem Schaftelelement und mit dem aufblasbaren inneren Ballon über den ersten Hohlraum des Schaftelelementes verbunden ist;
eine Verbindungsleitung, welche zur Schaffung einer elektrischen Verbindung über den zweiten Hohlraum des Schaftelelementes zu der flexiblen Spule mit dem Schaft verbunden ist; und
eine Anti-Verschiebungsscheibe in einer halbkugelförmigen Ausformung und mit einer Nut, welche in das Schaftelelement einrastet, um eine unerwünschte Bewegung der Sonde relativ zu der Körperhöhle des Patienten zu verhindern.
38. Einführbare Körperhöhlensonde zur Verwendung in einem magnetischen Resonanzsystem zur Erlangung von Bildern oder Spektren einer Region von Interesse innerhalb einer Körperhöhle eines Patienten, umfassend: